



PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11) Publication number: **11313807 A**(43) Date of publication of application: **16 . 11 . 99**

(51) Int. Cl.

A61B 5/05
A61B 5/0476
(21) Application number: **10124851**(71) Applicant: **NEC CORP**(22) Date of filing: **07 . 05 . 98**(72) Inventor: **KIYUNA ASAHARU**

(54) **ORGANISM INTERNAL ACTIVITY RANGE
ESTIMATING METHOD AND DEVICE AND
RECORDING MEDIUM THEREFOR**

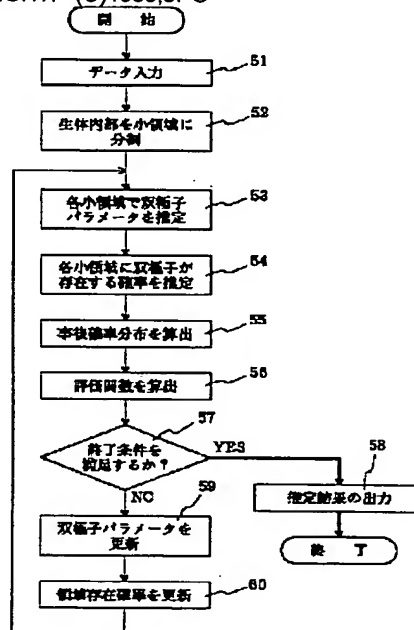
(57) Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To estimate the presence probability of current dipoles in an assigned area accurately at high speed even in the case of the number of dipoles being unknown and much noise being intermixed on the basis of distribution data of electromagnetic field generated on the surface of an organism caused by electrical activity generated in the organism.

SOLUTION: An object area is divided in a plurality of small areas (step 52). A parameter of a current dipole in each small area is assumed to compute the probability distribution of generated potential distribution (step 53). The presence probability of the current dipole in each small area is set (step 54), and the posterior probability distribution of presence of the current dipole in each small area is computed (step 55). An evaluation function is computed from the posterior probability distribution and the parameter of the current dipole (step 56). The parameter of the current dipole and small area presence probability are updated (steps 59, 60) to maximize the evaluation function. The

step 53 to the step 60 are repeated until there is no change by updating the parameter.

COPYRIGHT: (C)1999,JPO



(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平11-313807

(43) 公開日 平成11年(1999)11月16日

(51) Int.Cl.⁶

A 6 1 B 5/05
5/0476

識別記号

F I

A 6 1 B 5/05
5/04

A

3 2 2

審査請求 有 請求項の数20 O L (全 19 頁)

(21) 出願番号 特願平10-124851

(22) 出願日 平成10年(1998) 5 月 7 日

(71) 出願人 000004237

日本電気株式会社
東京都港区芝五丁目7番1号

(72) 発明者 喜友名 朝春

東京都港区芝五丁目7番1号 日本電気株
式会社内

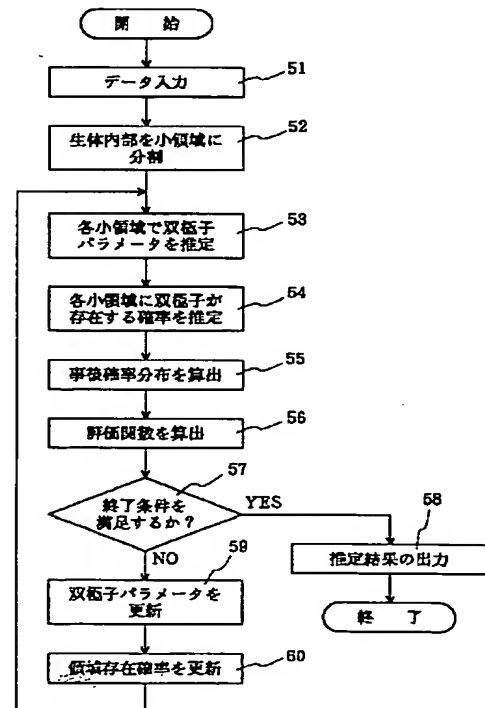
(74) 代理人 弁理士 若林 忠 (外4名)

(54) 【発明の名称】 生体内部活動領域推定方法、装置及びその記録媒体

(57) 【要約】

【課題】 生体内部で生じた電気的活動に起因して生体体表面上に生成される電磁場分布データに基づき、双極子数が未知の場合や多くの雑音が入混している場合においても、指定された領域内に電流双極子が存在する確率を正確かつ高速に推定する。

【解決手段】 対象領域を複数の小領域に分割し（ステップ52）、各小領域での電流双極子のパラメータを仮定して、生成される電位分布の確率分布を算出し（ステップ53）、各小領域に電流双極子が存在する確率を設定し（ステップ54）、各小領域に電流双極子が存在する確率の事後分布を算出し（ステップ55）、事後確率分布と電流双極子のパラメータから評価関数を算出する（ステップ56）。評価関数を最大にするように電流双極子のパラメータ（ステップ59）と小領域存在確率（ステップ60）を更新する。パラメータの更新で変化が起こらなくなるまで、ステップ53から60を繰り返す。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 生体体表面上で測定された電位分布及び／または磁場分布を入力とし、前記電位分布及び／または磁場分布の源泉として 1 個または複数個の電流双極子を生体内部に仮定し、指定された生体内部の領域内に電流双極子が存在する確率を推定する生体内部活動領域推定方法において、

前記電流双極子が存在する全領域を複数の小領域に分割する第 1 の工程と、

前記各小領域に仮定された電流双極子のパラメータを設定し、前記電流双極子によって生成される電位及び／または磁場の確率分布を算出する第 2 の工程と、

前記各小領域に電流双極子が存在する小領域存在確率を算出する第 3 の工程と、

前記パラメータに基づいて、前記各小領域に電流双極子が存在する確率の事後分布を算出する第 4 の工程と、

前記事後分布と前記パラメータとから、推定の良さを表わす評価関数を算出する第 5 の工程と、

前記評価関数を最大にするように前記パラメータおよび前記小領域存在確率を更新する第 6 の工程と、を有することを特徴とする生体内部活動領域推定方法。

【請求項 2】 所定の終了条件を満足するまで前記第 2、第 3、第 4、第 5 及び第 6 の工程を繰り返す、請求項 1 に記載の生体内部活動領域推定方法。

【請求項 3】 前記第 6 の工程において更新された前記小領域存在確率に基づいて前記小領域を削除する第 7 の工程を有する請求項 2 に記載の生体内部活動領域推定方法。

【請求項 4】 前記第 7 の工程において削除されずに残った小領域をさらなる小領域に再分割する第 8 の工程を有する請求項 3 に記載の生体内部活動領域推定方法。

【請求項 5】 前記評価関数として、混合確率分布を使用する請求項 1 乃至 4 いずれか 1 項に記載の生体内部活動領域推定方法。

【請求項 6】 前記評価関数として、前記混合確率分布及び推定に用いたパラメータの数から算出されるストラクチャル・リスク (Structural Risk) を使用する請求項 1 乃至 4 いずれか 1 項に記載の生体内部活動領域推定方法。

【請求項 7】 前記評価関数として、前記混合確率分布及び推定に用いたパラメータの数から算出される記述長を使用する請求項 1 乃至 4 いずれか 1 項に記載の生体内部活動領域推定方法。

【請求項 8】 前記評価関数として、前記混合確率分布及び推定に用いたパラメータの数から算出される赤池の情報量基準を使用する請求項 1 乃至 4 いずれか 1 項に記載の生体内部活動領域推定方法。

【請求項 9】 最初に前記第 2 の工程を実行する際に、前記パラメータをランダムに設定する請求項 1 乃至 4 いずれか 1 項に記載の生体内部活動領域推定方法。

2

【請求項 10】 最初に前記第 2 の工程を実行する際に、前記電位及び／または磁場の確率分布が最大になるように前記パラメータを設定する請求項 1 乃至 3 いずれか 4 項に記載の生体内部活動領域推定方法。

【請求項 11】 最初に前記第 2 の工程を実行する際に、各小領域の存在確率が同じになるように前記小領域存在確率を設定する請求項 1 乃至 4 いずれか 1 項に記載の生体内部活動領域推定方法。

10 【請求項 12】 最初に前記第 2 の工程を実行する際に、前記小領域存在確率をあらかじめ与えられた値に設定する請求項 1 乃至 4 いずれか 1 項に記載の生体内部活動領域推定方法。

【請求項 13】 生体体表面上で測定された電位分布及び／または磁場分布を入力とし、前記電位分布及び／または磁場分布の源泉として 1 個または複数個の電流双極子を生体内部に仮定し、指定された生体内部の領域内に電流双極子が存在する確率を推定する生体内部活動領域推定装置において、

20 前記電流双極子が存在する全領域を複数の小領域に分割する小領域分割手段と、

前記各小領域に仮定された電流双極子のパラメータを設定し、前記電流双極子によって生成される電位及び／または磁場の確率分布を算出する双極子パラメータ推定手段と、

前記各小領域に電流双極子が存在する小領域存在確率を算出する領域存在確率推定手段と、

30 前記事後分布と前記パラメータとから、推定の良さを表わす評価関数を算出する評価関数算出手段と、

前記評価関数を最大にするように前記パラメータおよび前記小領域存在確率を更新する更新手段と、を有することを特徴とする生体内部活動領域推定装置。

【請求項 14】 前記小領域存在確率に基づいて前記小領域を削除する小領域削除手段を有する請求項 13 に記載の生体内部活動領域推定装置。

【請求項 15】 前記小領域削除手段によっては削除されずに残った小領域をさらなる小領域に再分割する小領域再分割手段をさらに有する請求項 14 に記載の生体内部活動領域推定装置。

40 【請求項 16】 生体体表面上で測定される電位分布及び／または磁場分布の源泉として 1 個または複数個の電流双極子を生体内部に仮定し、指定された生体内部の領域内に電流双極子が存在する確率を推定するために、前記電位分布及び／または磁場分布を入力とするコンピュータで用いられるプログラムを格納した記録媒体であって、

前記電流双極子が存在する全領域を複数の小領域に分割

50 する機能と、

前記各小領域に仮定された電流双極子のパラメータを設定し、前記電流双極子によって生成される電位及び／または磁場の確率分布を算出する機能と、

前記各小領域に電流双極子が存在する小領域存在確率を算出する機能と、

前記パラメータに基づいて、前記各小領域に電流双極子が存在する確率の事後分布を算出する機能と、

前記事後分布と前記パラメータとから、推定の良さを表わす評価関数を算出する機能と、

前記評価関数を最大にするように前記パラメータおよび前記小領域存在確率を更新する機能と、を実現するためのプログラムを格納した、コンピュータで読み取り可能な記録媒体。

【請求項 17】 更新された前記小領域存在確率に基づいて前記小領域を削除する機能を前記コンピュータでさらに実現する請求項 16 に記載の記録媒体。

【請求項 18】 削除されずに残った小領域をさらなる小領域に再分割する機能を前記コンピュータでさらに実現する請求項 17 に記載の記録媒体。

【請求項 19】 最初に前記小領域存在確率を設定する際に、当該小領域存在確率をランダムに設定する請求項 16 乃至 18 に記載の記録媒体。

【請求項 20】 最初に前記小領域存在確率を設定する際に、小領域ごとの存在確率が同じになるように設定する請求項 16 乃至 18 に記載の記録媒体。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、例えば頭皮などの生体体表面上で測定された電位分布または磁場分布に基づいて、電流双極子が生体内のどの領域に存在するかの確率分布を推定する生体内部活動領域推定方法及び装置に関する。

【0002】

【従来の技術】従来より、生体内の電流双極子の位置と大きさを推定することが、特に人間の頭皮上で測定した電磁場分布から脳内の活動部位を推定する手法として用いられており、この活動部位を知ることによって脳の高次機能や脳内疾患部位に関する知見を得ることができる。その一般的な方法は以下のようなものである。

【0003】脳内の神経細胞（ニューロン）が外部から

$$E = \sum_{i=1}^n \left[B_i^0 - \sum_{j=1}^m f(x_i, \theta_j) \right] \quad (1)$$

を最小にするパラメータを推定値とする。ここに、 B_i^0 は磁場の測定値、

【0011】

【外 5】

x_i

は i 番目の測定点の座標、 n は測定点の数、 m は双極子

の刺激によって興奮すると、ニューロン同士を結ぶ結線（軸索）をパルス状の電流が流れるが、その電流によって頭部の周囲に微弱な電磁場が生じる。その電磁場の源泉を電流双極子（以下、双極子と呼ぶ）と呼ばれる電流素片でモデル化し、双極子の 6 個のパラメータを推定することによって脳内活動部位を推定する。6 個のパラメータとは、位置を指定する 3 成分

【0004】

【外 1】

10

(x')

、方向を指定する 2 成分

【0005】

【外 2】

(e)

、および双極子の大きさ（ q ）である。双極子の方向と大きさをまとめて

【0006】

20

【外 3】

qe

と書き、モーメント・ベクトルと呼ぶ場合もある。以下では、これらの 6 個のパラメータをまとめて

【0007】

【外 4】

θ

で表すものとする。

【0008】双極子のパラメータを推定する従来方法は、以下のように行われるのが一般的である。以下では、頭皮上で測定した磁場分布に基づいて脳内の活動部位を推定する方法を例に取って説明するが、脳以外の生体部位でも同様な方法で行われる。また、磁場分布の代わりに電位分布を用いる場合でも、あるいはその両方を用いて推定を行う場合でも、同様な方法で活動部位の推定を行うことが可能である。

【0009】従来手法においては、以下に定義される二乗誤差 E

【0010】

【数 1】

40

の数である。また、

【0012】

【外 6】

$f(x_i, \theta_j)$

50 は、パラメータ

【0013】

【外7】

 θ_j

$$f(x_i, \theta_j) = \frac{\mu_0 q_j n_i \cdot e(x'_j) \times (x_i - x'_j)}{4\pi \|x_i - x'_j\|^3}, \quad (i = 1, 2, \dots, n). \quad (2)$$

ここで、

【0015】

【外8】

 n_i

はi番目の測定点における磁場センサの法線成分であり、 $\|\cdot\|$ はベクトルのノルムを表す。電流双極子を推定するための従来方法としては、例えば特開平6-343614号公報（以下、文献1とする）に開示されているものがある。

$$E = \sum_{i=1}^n \left[B_i - \sum_{j=1}^m F_{ij} q_j \right] \quad (3)$$

で表し、マトリクスFの一般逆行列F⁻を用いて、

【0018】

$$q_i = \sum_{j=1}^n F_{ij}^+ B_j \quad (4)$$

によってi番目の格子点に存在する電流双極子の大きさ（モーメントと呼ばれる） q_i を求める方法である。ただし、マトリクス F_{ij} は、j番目の格子点に存在する大きさ1の双極子がi番目の測定点に生成する磁場の値を表す。またn,mはそれぞれ測定点の数、格子点の数である。

【0019】次に、各格子点上に電流双極子が存在する確度を求め（ステップ103）、格子点をグループ分けし（ステップ104）、各グループ内で格子点を移動する（ステップ105）。以上のステップ101からステップ105までを所定の条件を満たすまで繰り返す。

【0020】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、上述したような従来方法においては、以下に記するような問題点がある。

【0021】例えば文献1では、二乗誤差Eを最小にするパラメータが最適なパラメータであるとしていた。しかしながら統計学の教えるところによると、測定したデータ（ここでは磁場分布）に対して設定したモデル（ここでは双極子）で用いられるパラメータの数が多くなれば多くなるほど、二乗誤差が小さく出ることが知られている。これは、余分なパラメータのために、真の測定データとは無関係な雑音にまでモデルが過剰適合してしまうからである。したがってこの場合、二乗誤差を最小にするパラメータが得られたとしても本来のデータが持つ

*で指定されるj番目の双極子によってi番目の測定点に生じる磁場の理論値で、以下のように計算できる：

【0014】

【数2】

※【0016】図14は、文献1に開示されている電流双極子推定方法での処理を示すフローチャートである。こ

10 こではまず、推定の対象となる生体の診断対象領域に格子点群を均等に設定する（ステップ101）。次に、各格子点上の電流源を最小ノルム法により求める（ステップ102）。最小ノルム法とは、二乗誤差Eを

【0017】

【数3】

※

★【数4】

★

構造をとらえているとは限らない。すなわち、双極子数が未知の場合に推定の評価関数として二乗誤差を用いると、正しい双極子数を推定することができない。脳内活動部位推定の例で言えば、余分な双極子を用いることによって本来活動していない部位まで活動部位として推定してしまう可能性がある。

【0022】また、電流双極子の位置は、推定された電流双極子のモーメントで表現されるが、例えば入力データに雑音が入っていた場合には、雑音の影響を受けてモーメントの大きさが攪乱され、外見上小さな二乗誤差が得られている場合でも、その結果からどこに真の電流双極子が存在するのか判断できない場合がある。これは、最小ノルムに基づいた方法が、線形モデルを用いているため、雑音の影響を受けやすいからである。

40 【0023】さらに、文献1に記した方法においては、格子点を細かくするほど演算負荷が大きくなり、推定に時間を要するという問題点がある。

【0024】本発明の目的は、上述した問題点を鑑み、双極子数が未知の場合でも不必要な双極子を用いることなく、データに多くの雑音が入っている場合においても指定された領域内に電流双極子が存在する確率を正確かつ高速に推定が可能な生体内部活動領域推定装置を提供することにある。

【0025】

50 【課題を解決するための手段】本発明の生体内部活動領

域推定方法は、生体体表面上で測定された電位分布及び／または磁場分布を入力とし、電位分布及び／または磁場分布の源泉として1個または複数個の電流双極子を生体内部に仮定し、指定された生体内部の領域内に電流双極子が存在する確率を推定する生体内部活動領域推定方法において、電流双極子が存在する全領域を複数の小領域に分割する第1の工程と、各小領域に仮定された電流双極子のパラメータを設定し、電流双極子によって生成される電位及び／または磁場の確率分布を算出する第2の工程と、各小領域に電流双極子が存在する小領域存在確率を算出する第3の工程と、パラメータに基づいて、各小領域に電流双極子が存在する確率の事後分布を算出する第4の工程と、事後分布とパラメータとから、推定の良さを表わす評価関数を算出する第5の工程と、評価関数を最大にするようにパラメータおよび小領域存在確率を更新する第6の工程と、を有する。

【0026】本発明の生体内部活動領域推定方法では、所定の終了条件を満足するまで第2、第3、第4、第5及び第6の工程を繰り返すようにすることが好ましい。また、第6の工程において更新された小領域存在確率に基づいて小領域を削除する第7の工程を設けたり、第7の工程において削除されずに残った小領域をさらなる小領域に再分割する第8の工程を設けたりしてもよい。

【0027】本発明の生体内部活動領域推定装置は、生体体表面上で測定された電位分布及び／または磁場分布を入力とし、電位分布及び／または磁場分布の源泉として1個または複数個の電流双極子を生体内部に仮定し、指定された生体内部の領域内に電流双極子が存在する確率を推定する生体内部活動領域推定装置において、電流双極子が存在する全領域を複数の小領域に分割する小領域分割手段と、各小領域に仮定された電流双極子のパラメータを設定し、電流双極子によって生成される電位及び／または磁場の確率分布を算出する双極子パラメータ推定手段と、各小領域に電流双極子が存在する小領域存在確率を算出する領域存在確率推定手段と、パラメータに基づいて、各小領域に電流双極子が存在する確率の事後分布を算出する事後確率算出手段と、事後分布とパラメータとから、推定の良さを表わす評価関数を算出する評価関数算出手段と、評価関数を最大にするようにパラメータおよび小領域存在確率を更新する更新手段と、を有する。

【0028】本発明の生体内部活動領域推定装置では、小領域存在確率に基づいて小領域を削除する小領域削除手段を設けてもよく、さらに、小領域削除手段によっては削除されずに残った小領域をさらなる小領域に再分割する小領域再分割手段を設けてもよい。

【0029】以下、本発明の作用について説明する。

$$P(v|g, \theta) = \sum_{r=1}^R g_r f_r(v|\theta^r)$$

【0030】本発明では、双極子の存在する生体内領域を小領域に分割し、各小領域に双極子が存在する確率 g_r , ($r=1, \dots, R$) を割り当て、双極子によって生じる電位分布（あるいは磁場分布）の確率分布

【0031】

【外9】

$$f_r(v_i|\theta), (i=1, \dots, n)$$

と小領域存在確率から算出される混合分布

10 【0032】

【外10】

$$P(v|g, \theta)$$

を評価関数として用いる。ここで

【0033】

【外11】

$$v = (v_1, \dots, v_n)^T$$

は電位分布をベクトルで表したものの、 v_i はその i 成分で、 T は転置記号を表す。また

20 【0034】

【外12】

$$\theta = (\theta_1, \dots, \theta_m)^T = (\theta^1, \dots, \theta^R)$$

は双極子パラメータをベクトルでまとめて表したものである。 m 個ある電流双極子のパラメータのうち、各

【0035】

【外13】

$$\theta^r$$

30 は r 番目の小領域にあるパラメータを表す。すなわち

【0036】

【外14】

$$\theta^1 = (\theta_1, \dots, \theta_R)^T, \theta^2 = (\theta_{R+1}, \dots, \theta_{2R})^T$$

と表記する。さらに、 R は分割された小領域の数、 n は測定点の数である。以下では、下付添字がついた変数はベクトルの成分を表すものとし、ボールド体で表記される変数はベクトルを表すものとする。（例えば a_i はベクトル

40 【0037】

【外15】

$$a_i$$

の i 成分を表す。)混合確率分布を具体的に書き下すと以下のように書ける：

【0038】

【数5】

この混合確率分布をパラメータ

【0039】

【外16】

θ

の関数と見なせば、統計学において尤度と呼ばれる関数となり、このPを最大にするパラメータ

【0040】

【外17】

$$\ell(\theta) = \ln \left[\sum_{r=1}^R g_r f_r(v|\theta^r) \right]$$

を最大にしてもよい。ただし、

【0042】

【外18】

θ^r

はr番目の領域に存在する双極子のパラメータ、 \ln は自然対数である。後述する本発明の好ましい実施の形態では、この対数尤度を最大にする双極子パラメータを推定する必要がある。しかしながら式(6)において、 v は測定可能な電位分布であるが、 g_x は観測できない。こ

$$\ell_c(\theta) = \ln \left[\sum_{r=1}^R z_r f_r(v|\theta^r) \right]$$

ここで z_x は、測定された電位分布が小領域rに存在するときに1、存在しないときに0を取る指示変数である。

【0045】さて、この z_x もやはり観測できない量であるため、ここでは対数尤度

【0046】

【外19】

$\ell_c(\theta)$

$$\begin{aligned} Q(\theta|\theta^{(0)}) &= E \left\{ \ln \left[\sum_{r=1}^R z_r f_r(v) \right] \right\} \\ &= h_r \ln \left[\sum_{r=1}^R g_r f_r(v) \right] \end{aligned} \quad (8)$$

ここで、

【0049】

【外21】

$\theta^{(0)}$

$\hat{\theta} = (\theta^1, \dots, \theta^r)$

が最適なパラメータである、とするのが最尤法である。

あるいは同じことであるが、最尤法ではPの対数を取った対数尤度

【0041】

【数6】

(6)

* のため、式(6)を算出してこれを最大にするパラメータを推定することができなくなってしまう。

【0043】この困難を克服するために、本発明ではEM (Expectation-Maximization) アルゴリズムと呼ばれる方法を用いる。EMアルゴリズムを適用するため、式(6)に示す対数尤度に対して以下の対数尤度 (完全対数尤度と呼ばれる。)を導入する：

20 【0044】

* 【数7】

(7)

の期待値

【0047】

【外20】

$Q(\theta|\theta^{(0)})$

30

を算出する必要がある (Eステップ、期待値の算出ステップ)：

【0048】

【数8】

はパラメータの初期値、 h_x は、以下のベイズの公式を用いて計算される事後確率分布である。

【0050】

【数9】

11

12

$$E\{z_r\} = P(z_r = 1 | v, \theta^{(0)}) \quad (9)$$

$$= \frac{P(v | z_r = 1, \theta^{(0)}) P(z_r = 1 | \theta^{(0)})}{P(v | \theta^{(0)})} \quad (10)$$

$$= \frac{g_r f_r(v | \theta^{r,(0)})}{\sum_{r=1}^R g_r f_r(v | \theta^{r,(0)})}$$

$$= h_r$$

次に、式(9)のベイズの公式で求めた期待値を最大にするように、

【0051】

【外22】

$$\theta^{r,(1)} = \operatorname{argmax}_{\theta^r} h_r \ln f_r(v) \quad (11)$$

このうち、 g_r を事後確率分布 h_r で置き換え、再び、Eステップを行う。この演算を繰り返すことにより、最終的に期待値

【0053】

【外23】

$$Q(\theta^{(t)} | \theta^{(t-1)})$$

が最大化される。このときのパラメータ

【0054】

$$\ell(\theta^{(t+1)} | \theta^{(t)}) \geq \ell(\theta^{(t)} | \theta^{(t-1)}). \quad (12)$$

このことは、理論的に保証されており、したがって g_r の値が大きい領域ほど、双極子が存在する確率が高いということが分かり、このために双極子が存在するを正確に推定することが可能となる。このEMアルゴリズムに関しては、例えば、M. I. Jordan et al., "Hierarchical Mixtures of Experts and The EM Algorithm," Proceedings of 1993 International Joint Conference on Neural Networks, pp.1339, 1993 (以下文献2とする)に詳しく記載されている。

【0057】さて、以上、EMアルゴリズムによって正

$$\ell_{MDL}(\theta, n, m) = -\ell(\theta) + m/2 \ln n \quad (13)$$

を用いることも可能であり、その際は、

【0060】

【外26】

$$\ell_{MDL}$$

を最小にするパラメータを適切なパラメータとする。ここで、

【0061】

【外27】

$$\ell(\theta)$$

は式(6)に示す対数尤度であり、 n は測定点の数、 m は推定に用いたパラメータの総数である。式(13)の形を見ると、

10 を更新する(Mステップ、最大化ステップ) :

【0052】

【数10】

【外24】

$$\theta^{r,(t)}, g_r$$

が求めるパラメータの値である。

【0055】ところで、上述の繰り返し演算によっても

20 との対数尤度は必ず増大する :

【0056】

【数11】

確かに双極子の存在位置を推定できることを示したが、本発明では、対数尤度

【0058】

【外25】

30

$$\ell(\theta)$$

に代わって、以下に定義される記述長

【0059】

【数12】

【0062】

【外28】

40

$$\ell_{MDL}$$

は(一尤度) + (パラメータ数) という形をしている。第1項は、データとモデルとのフィッティングの良さを表し、第2項は推定に用いたモデルの複雑さを表すと解釈できる。統計学によれば、多数のパラメータを用いると(ここでは広い領域に渡って多数の双極子を用いることに相当する)、小さな二乗誤差を得ることができることが知られているが、

【0063】

【外29】

$$\ell_{MDL}$$

の第2項目はパラメータ数（双極子の数+小領域の数）に比例して大きくなるため、

【0064】

【外30】

ℓ_{MDL}

の最小化という意味では不利になる。すなわち、第2項目は過剰なパラメータ数に対するペナルティ項の役割を担っている。この機構によって、過剰な双極子の使用や広い領域に渡って双極子パラメータを探索することを抑制することができ、適切な双極子数を正しい領域で推定することが可能となる。この

【0065】

【外31】

ℓ_{MDL}

を最小化するために、本発明では領域を削除する手段を備えている。すなわち、前述したEMアルゴリズムを終えた後、双極子が存在する確率が低い領域を削除し、パラメータ数を減らす手段を有している。

【0066】ここでは評価関数として対数尤度

【0067】

【外32】

$\ell(\theta)$

と記述長

【0068】

【外33】

ℓ_{MDL}

を用いた方法について説明したが、後述する発明の実施の形態から明らかになるように、評価関数としてストラクチャル・リスク（Structural Risk）最小化原理に基づく評価関数や、赤池の情報量基準に基づく評価関数を用いることも使用することが可能であり、同様の効果が得られる。

【0069】この記述長を用いたパラメータ数の推定に関する理論的基盤は、例えば Rissanen, "Modeling by Shortest Data Description," Automatica, Vol. 14, p. 465-471, 1978 (文献3) に詳しい。

【0070】

【発明の実施の形態】次に、本発明の好ましい実施の形態について、図面を参照しながら詳細に説明する。以下の説明において用いる記号は、特に言及しない限り、今まで用いてきた記号の説明に従うものとする。また、以下の実施の形態では、生体（以下、被験者と呼ぶ）の頭皮上で測定された電位分布から脳内の活動部位を推定する方法について説明するが、例えば被験者の胸部で電位分布を測定し、心臓内の活動部位を推定する場合でも同様な方法で測定を行うことができる。さらには本発明は、消化器官や筋肉中での活動部位推定にも用いることができる。また、人間以外の他の動物に対しても活動部位の推定を行うことができることは、言うまでもない。

【0071】《第1の実施形態》図1は本発明の第1の実施の形態の生体内部活動領域推定装置の構成を示すブロック図であり、図2は第1の実施形態における生体内部活動領域推定の処理手順を示すフローチャートである。ここでは、脳内の活動部位を推定するので、脳全体を電流双極子が存在する全領域とし、生体内部活動領域推定装置に脳の計算モデルを構築して、この計算モデルを複数の小領域に分割し、各小領域ごとに電流双極子の存在確率や大きさを推定するものとする。

10 【0072】この生体内部活動領域推定装置は、計算モデルにおいて脳の領域を複数の小領域に分割する小領域分割装置1と、各小領域に仮定された電流双極子のパラメータを設定し、電流双極子によって生成される電位（あるいは磁場）の確率分布を算出する双極子パラメータ推定装置2と、各小領域に電流双極子が存在する確率を設定する領域存在確率推定装置3と、電流双極子パラメータに基づいて各小領域に電流双極子が存在する確率の事後分布を算出する事後確率推定装置4と、事後確率分布と電流双極子パラメータとから、推定の良さの指標である評価関数を算出する評価関数算出装置5と、評価関数を最大にするように双極子パラメータを更新する双極子パラメータ更新装置6と、評価関数を最大にするように各小領域での双極子存在確率を更新する領域存在確率更新装置7と、頭皮上の電位分布（あるいは磁場分布）の測定値が入力するデータ入力装置10と、推定結果を出力する出力装置11と、によって構成されている。

【0073】次に、この生体内部活動領域推定装置を用いた生体内部活動領域推定の処理について、図2を用いて説明する。

30 【0074】まず入力装置10により、被験者の頭皮上のn点で測定された電位分布データ、および被験者の頭部形状に関するデータを読み込む（ステップ51）。電位分布（すなわち脳波）データの測定には、図5に示すような脳波計を用いることができる。図3に示す脳波計は、被験者18の頭皮上に載置されるエレクトロキャップ17と、エレクトロキャップ17からの出力を増幅する生体アンプ16とによって構成されている。

40 【0075】電位分布データの測定の際には、通常、被験者14の頭皮上に例えば20から128個の測定点を設定するとともに、測定点の座標や頭部の基準点（例えば鼻根点、左右の耳など）の座標なども同時に記録しておく。これによって、推定された活動部位が脳のどの領域にあるかを座標値で表現することが可能となる。頭部形状は、例えば磁気共鳴画像（Magnetic Resonance Imaging, MRI）装置やX線コンピュータ断層写真（Computed Tomography, CT）スキャナなどを用いて測定する。データ入力装置10は、読み込んだデータを小領域分割装置1に転送する。

50 【0076】次に、小領域分割装置1において、ステッ

プ51で読み込んだ頭部形状データに基づき、装置内部のデータ表現（計算モデル）として、電流双極子が存在する領域を小領域に分割する（ステップ52）。図4は、脳24を小領域23に分割した例を示している。分割した小領域23は、たとえば直方体や4面体などのメッシュで表現され、直方体や4面体の各頂点の座標を指定することによって、数値的に表現される。小領域23の大きさの初期値としては、例えば $3 \times 3 \times 3$ [cm]程度の立方体などが適当であるが、その他の大きさを設定してもよい。

【0077】次に、双極子パラメータ推定装置2において、各領域内で双極子パラメータ

【0078】

【外34】

θ

を設定し、設定した電流双極子パラメータによって頭皮上に生じる電位分布の値が

【0079】

【外35】

v

となる確率

【0080】

【外36】

$$f_r(v|\theta^r)$$

を算出する（ステップ53）。電流双極子パラメータを設定する方法としては、例えば、値をランダムに設定する方法などがある。この場合、電流双極子の位置 x, y, z は、極座標を用いて $x = \rho \sin \theta \cos \phi$, $y = \rho \sin \theta \sin \phi$, $z = \rho \cos \theta$ などと設定し、 ρ, θ, ϕ を乱数で設定する。このようにすれば、半

$$q = (A^T A)^{-1} A^T \phi$$

ここで ϕ は電位の測定データ、 A は $n \times 3$ のマトリクスであり、このマトリクスの i, j 成分 A_{ij} は、大きさ1のモーメント・ベクトルを持つ双極子の j ($= x, y, z$) 番目の成分によって i 番目の測定点に生成される電位の大きさを表す。 n は測定点の数である。後に示すシミュレーション結果によると、このようにして求めた電流双極子パラメータは雑音の影響によって乱されるため、この結果から推定した活動領域は誤りであることが多い。

【0086】本発明では、この電流双極子パラメータを推定するのではなく、領域確率分布 g に基づいて活動領域を推定するため、このような誤りが生じるのを防ぐことができる。

【0087】電流双極子のパラメータが、たとえば位置

【0088】

【外40】

$$x' = (x', y', z')$$

径 ρ のとり値に上限値を設けることにより、電流双極子が脳の外に設定されるのを防ぐことができる。人間の脳は、通常、半径約8cmの球内に収まる程度の大きさであるので、 ρ の上限値としては例えば7cm程度が適当である。同様にして電流双極子の向きと大きさもランダムに設定できる。双極子の大きさとしては、例えば $1 \text{ nA} \cdot \text{m}$ (ナノ・アンペアメートル。nAは 10^{-9} A) 程度が適当である。電流双極子パラメータに対する先験的知識がない場合、このようにしてランダムに設定した初期パラメータを用いて推定を開始することが有効な場合がある。

【0081】また、電位分布の確率分布

【0082】

【外37】

$$f_r(v|\theta^r)$$

が最大となるように電流双極子パラメータを定める方法がある ($r = 1, 2, \dots, R$ は領域の番号を示す)。

【0083】

20 【外38】

$$f_r(v|\theta^r)$$

として正規分布を仮定すると、この分布の値を最大にするには、例えば対象となる小領域の中心に電流双極子の位置を固定し、電流双極子のモーメント

【0084】

【外39】

q

を以下のように計算する：

30 【0085】

【数13】

$$(14)$$

、方向

【0089】

【外41】

(e)

、大きさ q に設定されたとき、 i 番目の測定点

40 【0090】

【外42】

\mathcal{E}_i

に生成する電位の理論値を ϕ_i と書くと、確率

【0091】

【外43】

$$f_r(v|\theta^r)$$

は以下のように与えられる：

【0092】

50 【数14】

$$f_r(v|\theta^r) = \prod_{i=1}^n \frac{1}{\sqrt{2\pi\sigma^2}} \exp \left[-(v_i - \phi_i)^2 / 2\sigma^2 \right] \quad (15)$$

ここで σ は標準偏差である。 ϕ_i は、たとえば人間の頭部形状を一樣導電率を持つ球で近似し、その導電率が σ であるとする、

$$\phi_i = \frac{1}{4\pi\sigma_b} \frac{qe \cdot (x_i - x')}{\|x_i - x'\|^3} \quad (16)$$

のように計算できる。ただし、 $\|\dots\|$ はベクトルのノルム、 q は電流双極子の大きさを表す。電流双極子が複数存在する場合には、個々の電流双極子が生成する電位分布の和をとればよい。

$$\phi_i = \frac{1}{4\pi} \sum_{n,m} \frac{Y_{nm}(\alpha_i, \phi_i)}{\|Y'_{nm}(\alpha_i, \phi_i)\|} qe \cdot \nabla' R(r_i, r') Y'_{nm}(\alpha, \phi) \quad (17)$$

となる。ここで Y は球面調和関数、 r, α, ϕ と r', α', ϕ' はそれぞれ測定点と双極子の位置を極座標表示したものである。 ∇' は双極子の位置座標に関する微分演算子、 $R(r_i, r')$ は境界条件や導電率によって定められる関数である。

【0096】さらに、頭部の実形状を考慮する場合には、境界要素法などによる数値計算で ϕ_i を求めてもよい。境界要素法を用いることによって頭部形状とモデルの形状との差異に起因する誤差を小さくでき、より高精度な推定を行うことが可能となる。

【0097】本発明の方法では、入力データとして磁場データを用いることも可能である。この場合には、上述した電位計算の式を式(2)に示す磁場計算の式で置き換えれば、同様な方法で確率分布

【0098】

【外44】

$$f_r(v|\theta^r)$$

を算出することが可能である。また、入力データとして電位分布と磁場分布の両方を同時に用いることも可能である。電流双極子が脳の深部にある場合、頭皮上に生じる磁場分布は弱くなる傾向にあり、推定が困難になる。逆に、電流双極子が脳の表面近くにある場合には、導電率の小さい頭蓋骨の影響を受けて電位分布から推定が困難になる。このような電位分布、磁場分布の特性を考慮して推定を行うことによって、正確な推定を行うことが可能となる。

【0099】確率分布

【0100】

【外45】

$$f_r(v|\theta^r) = \prod_{i=1}^n \frac{1}{\sqrt{2\pi \det|W|}} \exp \left[-(v - \phi)^T W^{-1} (v - \phi) \right] \quad (18)$$

を用いることも可能である。ここで $\det|W|$ は、マトリクス W の行列式である。

* 【0093】

【数15】

*

10 ※ 【0094】 また、脳や頭蓋骨による導電率の違いを考慮した場合、 ϕ_i は

【0095】

※ 【数16】

$$f_r(v|\theta^r)$$

を具体的に計算するには、式(15)における

20 【0101】

【外46】

v

の部分に、入力装置10を通して入力される測定電位分布あるいは測定磁場分布を用いる。入力される電位分布の例を図5に示す。図5においては、黒い部分ほど電位が集中している。このような電位分布を被験者の頭皮上で測定するには、図3に示したようなエレクトロキャップと生体アンプ等からなる脳波計などを用いることができる。また、磁場を被験者の頭皮上で測定するには、超伝導量子干渉素子デバイス (superconducting quantum interference device, SQUID) などを用いることができる。図6は、SQUIDの構成の一例を示すブロック図である。SQUIDでは、被験者18の頭皮に近接してピックアップコイル21を配し、ピックアップコイル21からの出力を測定部20によって増幅し、演算部19によって演算処理することによって、各測定点での磁場を測定することができるようになっている。

【0102】さて、確率分布

【0103】

40 【外47】

$$f_r(v|\theta^r)$$

としては、例えばマトリクス W で表される相関を持つ場合には、

【0104】

【数17】

【0105】この他にも、状況に応じて多項分布など、

50 パラメータで表されるどのような確率分布を用いても良

い。

【0106】この計算法により、入力された電位分布あるいは磁場分布に近い分布を生成する電流双極子に対して高い確率が割り当てられるようになる。

【0107】次に、領域存在確率推定装置3において、各小領域に電流双極子が存在する確率を設定する（ステップ54）。

【0108】この場合、

【0109】

【外48】

$$\sum_{i=1}^R g_r = 1$$

を満たしながら、ランダムに領域存在確率を設定することができる。また、各領域を同等に扱うため、領域存在確率を一律に $g_r = 1/R$ と設定してもよい。あるいは、領域存在確率をあらかじめ外部から与えられた値に設定することも可能である。例えば、特定の刺激に対して脳のどの部分が活動するかという知見が生理学的に知られている場合、あらかじめその部分に対して高い確率を割り当てておき、計算の負荷を大幅に軽減することが可能となる。例えば被験者が手や足を動かそうと意図した場合、前頭部や頭頂部が活動することが生理学的に知られている。この知見を利用して、図4において小領域23を設定してあるように、前頭部から頭頂部にかけての領域にあらかじめ高い確率を設定し、その他の領域における領域確率分布を低く設定しておくようにすれば、運動の意図に関連した活動部位を効率よく求めることが可能となる。

【0110】次に、事後確率算出装置4において、「課題を解決するための手段」の項で説明したように、ベイズの公式【式(11)】を用いて各小領域の事後確率分布 h_r を算出する（ステップ55）。この事後確率分布 h_r に対して、領域存在確率 g_r を事前確率と呼ぶ。ここで事前確率と呼ぶのは、測定された電位データあるいは磁場

$$\ell(\theta) = \ln P(v|\theta)$$

を最大にするパラメータを推定しても良い。この最尤法は、現在観測しているデータの出現する確率が最も高くなるようにパラメータを設定することに相当する。また評価関数としては、尤度の代わりに以下に示すストラク

$$\ell_{SRM} = \frac{P(v|\theta)}{\left[1 - c \sqrt{4 \frac{d_{VC}(m)(\ln \frac{2n}{d_{VC}(m)} + 1) - \ln(\eta/4)}{n}} \right] +}$$

ここで、 $d_{VC}(m)$ は、パラメータ数 m 個のモデルの“表現力”の指標となる量であって、Vapnik-Chervonenkis (VC) 次元と呼ばれるものである。 η は、 P_0 を観測データに依らない真の尤度とし

データを参照することなしに、 g_r が決定されているからである。これに対して事後分布は、式(11)に示すように、

【0111】

【外49】

$$f_r(v|\theta^r)$$

を用いて計算されており、したがって入力された電位分布データあるいは磁場分布データを反映して計算されている。

10

【0112】次に、評価関数算出装置5において、すでに算出されている g_r と

【0113】

【外50】

$$f_r(v|\theta^r)$$

の値を用いて混合確率分布

【0114】

【外51】

20

$$P(v|\theta) = \sum_{i=1}^R g_r f_r(v|\theta^{r(0)})$$

を算出し、これを用いて推定の良さを評価する（ステップ56）。

【0115】評価関数としては、例えば混合分布 P そのものを用いることが可能である。この P をパラメータ

【0116】

【外52】

θ

の関数と見なせば、統計学で尤度と呼ばれる関数となる。

30

ここでは、これを最大にするパラメータが最適なパラメータであるとする。または、同じことであるが、 P の対数を取って対数尤度

【0117】

【数18】

(19)

* チュラル・リスク (Structural Risk) を用いることができる：

【0118】

* 40 【数19】

(20)

て、不等式

【0119】

【数20】

$$P_0 \leq \ell_{\text{SRM}} \quad (21)$$

が確率 $1-\eta$ で成立することを表し、 $[x]_+ = \max(x, 0)$ である。定数 $c = a(p)\tau$ は、以下の量から計算される：

$$a(p) = \left[\frac{1}{2} \left(\frac{p-1}{p-2} \right) \right]^{1/p} (p > 2), \quad (22)$$

$$\sup_{\theta} \frac{[\int P(v|\theta) d\mu(v)]^{1/p}}{\int P(v|\theta) d\mu(v)} \leq \tau. \quad (23)$$

ここで、

【0121】

【外53】

$$d\mu(v)$$

はデータ

【0122】

【外54】

$$v$$

の発生する確率分布である。ストラクチャル・リスクを評価関数とした推定では、評価関数

【0123】

【外55】

$$\ell_{\text{SRM}}$$

を最小にするパラメータが最適であるとする。評価関数

【0124】

$$\ell_{\text{AIC}} = -n \ln P(v|\theta) + 2m$$

などを用いることができる。赤池の情報量を評価関数とした推定では、

【0128】

【外58】

$$\ell_{\text{AIC}}$$

を最小にするパラメータが最適であるとする。この赤池の情報量基準を用いたパラメータ数の推定に関する理論的基盤は、例えば文献、石黒ほか、情報量統計学、共立出版、1983（文献5）に詳しい。

【0129】以上に述べた3種類の評価関数、

【0130】

【外59】

$$\ell_{\text{SRM}}, \ell_{\text{MDL}}, \ell_{\text{AIC}}$$

は、いずれも尤度とパラメータ数の関数になっており、尤度が大きければ大きいほど、またパラメータの数が少なければ少ないほど評価値がよくなるようになっている。このことにより、大きな尤度を与えてかつパラメータの少ないモデルが最適なものとして選ばれやすくなり、その結果として雑音に強い推定を行うことが可能となる。なぜならば、パラメータの数の少ないモデルほど雑音の影響が受けにくいからである。

* 【0120】

【数21】

【外56】

$$\ell_{\text{SRM}}$$

が個数推定に有効であることの理論的基盤は、例えば、V. N. Vapnik, The Nature of Statistical Learning Theory, Springer, NY, 1995（文献4）に詳しい。

【0125】また、評価関数として、尤度の代わりに、式(13)で定義される記述長を用いることも可能である。記述長を評価関数とした推定では、

20 【0126】

【外57】

$$\ell_{\text{MDL}}$$

を最小にするパラメータが最適であるとする。さらに、評価関数として、尤度の代わりに赤池の情報量基準 (Akaike Information Criterion, AIC)

【0127】

【数22】

$$(24)$$

30 【0131】評価関数算出装置5ではさらに、評価関数の値が終了条件を満たしているかどうかを調べ（ステップ57）、条件が満たされていれば、ステップ58においてその時点での推定結果（パラメータ）を出力して処理を終了し、終了条件が満たされていなければステップ59へ進む。終了条件としては、例えば値自体が所与の値よりも小さいかどうか、あるいは現在のステップで得られた評価関数値

【0132】

【外60】

40

$$\ell_{\text{SRM}}(\theta', g')$$

と前回のステップで得られた評価関数

【0133】

【外61】

$$\ell_{\text{SRM}}(\theta, g)$$

との差

【0134】

【外62】

23

$$\delta \ell = \ell_{\text{SRM}}(\theta', g') - \ell_{\text{SRM}}(\theta, g)$$

が所与の値よりも小さいかどうか、などを調べる。

【0135】ステップ59では、双極子パラメータ更新装置6により、双極子パラメータ
【0136】

$$\theta^{r,(t+1)} = \operatorname{argmax}_{\theta} \sum_{r=1}^R h_r \ln f_r(\theta^{r,(t-1)}). \quad (25)$$

ステップ59の終了後、ステップ60において、領域存在確率更新装置7により、下記式にしたがって領域存在確率 g を更新し、ステップ53に戻る：

10 * 【0138】

【数24】

$$g_r^{(t+1)} = \operatorname{argmax}_{g_r} \sum_{r=1}^R h_r \ln g_r^{(t-1)} \quad (26)$$

ここで、

【0139】

【外64】

$$g_r^{(t)}, \theta^{r,(t)}$$

は、それぞれ、 t 回目の繰り返しでの計算で得られている

【0140】

【外65】

$$g_r, \theta^r$$

の値であり、 $\operatorname{argmax}_x A(x)$ は、例えば関数 $A(x)$ を最大にするパラメータ θ を表す。

【0141】以上の処理を具体的に行うためには、例え

$$\theta^{(t+1)} = \theta^{(t)} - E \left\{ \frac{\partial^2 \ell}{\partial \theta \partial \theta^T} \right\}^{-1} \frac{\partial \ell}{\partial \theta} \quad (27)$$

ただし、

【0146】

【外68】

$$\frac{\partial^2 \ell}{\partial \theta \partial \theta^T}$$

は関数

【0147】

【外69】

$$\ell$$

をパラメータで2階微分したヘッセ行列であって、

$E \{ \dots \}$ はその期待値を表す。また、 g_x に対しても同様な方法で更新することが可能である。このパラメータの更新法は逐次再重みづけ最小二乗法と呼ばれるものであり、これによって尤度関数の最大化が可能となる。以上に述べた方法の理論的基盤に関しては、例えば、P. McCullagh, et al., Generalized Linear Models, London, Chapman and Hall, 1983 (文献6)に詳しい。

【0148】以上、第1の実施形態の生体内部活動領域

24

【外63】

$$\theta$$

を下記式にしたがって更新する：

【0137】

【数23】

10 * 【0138】

【数24】

ば以下のような処理を行う。

【0142】いま、式(25)の右辺に現われる関数が

【0143】

【外66】

20

$$\ell(\theta)$$

であるとする、

【0144】

【外67】

$$\theta$$

は以下のように更新すればよい：

【0145】

【数25】

推定装置について説明したが、この生体内部活動領域推定装置のうち、小領域分割装置1、双極子パラメータ推定装置2、領域存在確率推定装置3、評価関数算出装置5、双極子パラメータ更新装置6及び領域存在確率更新装置7の部分は、パーソナル・コンピュータやワーク・ステーション、スーパー・コンピュータなどの計算機を用いて、ソフトウェアにより実現することができる。

【0149】図7は、生体内部活動領域推定装置のうちデータ入力装置と出力装置を除く部分をソフトウェアにより実現するための計算機の構成を示すブロック図である。

【0150】この計算機は、中央処理装置(CPU)31と、プログラムやデータを格納するためのハードディスク装置32と、主メモリ33と、キーボードやマウスなどの入力装置34と、CRTなどの表示装置35と、磁気テープやCD-ROM等の記録媒体37を読み取る読み取り装置36と、データ入力装置10及び出力装置11との接続インタフェースとなる入出力インタフェース部38と、から構成されている。ハードディスク装置

50

32、主メモリ33、入力装置34、表示装置35、読み取り装置36及び入出力インタフェース部38は、いずれも中央処理装置31に接続している。この計算機では、生体内部活動領域推定装置としてこの計算機を機能させるためのプログラムを格納した記録媒体37を読み取り装置36に装着し、記録媒体37からプログラムを読み出してハードディスク装置32に格納し、ハードディスク装置32に格納されたプログラムを中央処理装置31が実行することにより、生体内部活動領域推定の処理が実行される。

【0151】また、データ入力装置10としては、脳波計やSQUIDで測定され、電圧に変換されたデータを入力することが可能な電圧計などを用いることができる。脳波や磁束がどの場所で測定されたかを示す位置データを入力するためには、3次元デジタイザなどを用いる。さらに、脳波計やSQUIDと併用してMRIをデータ入力装置10として用いれば、被験者の形状情報を利用することが可能となり、より高精度な生体内部活動領域推定装置を構築することができる。

【0152】さらに、出力装置11としては、例えばモニタ装置やプリンタ、XYプロッタなどを用いることができる。

【0153】《第2の実施形態》次に、本発明の第2の実施形態について説明する。なお、第1の実施形態での処理と共通する処理については、説明を割愛する。図8は、この第2の実施形態での生体内部活動領域推定装置の構成を示すブロック図であり、図9は、第2の実施形態での処理手順を示すフローチャートである。

【0154】図8に示す生体内部活動領域推定装置は、図1の生体内部活動領域推定装置に対し、領域存在確率更新装置7で更新された各小領域での存在確率に基づいて、存在確率が小さかった小領域を計算モデルから削除

$$\delta g_r = |g_r^{(t)} - g_r^{(t-1)}| < \epsilon$$

などの条件を用いることができる。

【0162】

【外72】

ε

の値としては、例えば 10^{-5} などを用いることができるが、それ以外の正の小さな値を用いても、同様な方法で実行可能である。

【0163】《第3の実施形態》次に、本発明の第3の実施形態について説明する。なお、第1及び第2の実施形態での処理と共通する処理については、説明を割愛する。図10は、この第3の実施形態での生体内部活動領域推定装置の構成を示すブロック図であり、図11は、第3の実施形態での処理手順を示すフローチャートである。

【0164】図10に示す生体内部活動領域推定装置は、図8の生体内部活動領域推定装置に対し、小領域削

する小領域削除装置8を追加した構成のものである。プログラムを計算機に読み込ませることによって生体内部活動領域推定装置を実現する場合、小領域削除装置8についてもソフトウェアによって実現することができる。

【0155】次に、この生体内部活動領域推定装置での処理について、図9を用いて説明する。

【0156】第1の実施形態のステップ51からステップ60までを実行した後、ステップ53に戻る前に、小領域削除装置8において、ステップ60までの処理によって推定された小領域確率分布 g_x のうち、所定の値に満たない領域を削除する(ステップ61)。この所定の値としては、例えば、0.01などの値を用いることができるが、その他の正の小さな値を用いても実行可能である。

【0157】この小領域の削除は、例えば、該当する小領域の g_x の値を強制的に0とおくことによって実行できる。この操作を行った後は、確率分布

【0158】

【外70】

$$f_r(v|\theta^r)$$

を算出するステップ53において、 $g_x=0$ となった小領域内での双極子パラメータの推定を省略することができるため、計算時間を著しく軽減できる効果が生じる。

【0159】小領域を削除する条件としては、上記のほか、パラメータの変化 δg_x が、ある正の数

【0160】

【外71】

ε

30 よりも小さくなるという条件

【0161】

【数26】

$$(28)$$

除装置8によっては削除されなかった小領域をさらなる小領域に再分割する小領域再分割装置9を追加した構成のものである。プログラムを計算機に読み込ませることによって生体内部活動領域推定装置を実現する場合、小領域再分割装置9についてもソフトウェアによって実現することができる。

40

【0165】次に、この生体内部活動領域推定装置での処理について、図11を用いて説明する。

【0166】第1及び第2の実施形態のステップ51からステップ61までを実行した後、ステップ53に戻る前に、削除されずに残っている小領域について、小領域再分割装置9において、ステップ61までの処理によって得られた小領域確率分布 g_x に基づいて、各小領域が分割可能であるかどうかを調べ(ステップ62)、分割可能であるならばステップ63へ進み、小領域再分割装置9によってさらなる領域分割を行ってからステップ5

50

3に戻る。分割するかしないかの判断基準は、例えば、その小領域の小領域確率分布 g_x がある値以上であるかどうかとすることができる。この場合、小領域確率分布 g_x がある値以上であれば、分割可能とする。分割が不可能であるならば、ステップ53へ直接進み、ステップ54以降の処理を繰り返し、双極子パラメータと領域存在確率の更新を続行する。

【0167】この小領域の再分割は、例えば図12に示すように、小領域の境界を構成する各辺を等分割することによって行うことができる。この再分割を行って、再分割された小領域25に対して上述の処理を繰り返すことにより、電流双極子が存在する領域をより精密に特定することが可能となる。なお、図12では、ステップ61で削除された小領域26を黒色部で示している。

【0168】《シミュレーション》次に、シミュレーション・データを用いて本発明の有効性を評価した結果について説明する。ここでは、大きさ1[nA・m]の電流双極子を領域番号20の小領域の配置し（これを真の電流双極子と呼ぶ）、真の電流双極子によって生成された電位に基づいて電流双極子の存在領域を逆推定した。小領域の数は40個である。また、推定手法の耐雑音性を評価するために、電位には10%の正規雑音を付加してある。

【0169】図13(a)~(f)は、シミュレーション結果を示す図である。図13(a)は真の電流双極子(すなわち、シミュレーションデータを生成するのに用いた電流双極子)の位置と大きさを示す図、図13(b)は本発明に基づく方法で推定した電流双極子の存在確率を示す図

(更新回数20回)、図13(c)は従来手法を用いて推定した結果を示す図、図13(d),(e),(f)は本発明に基づく方法での中間結果を示す図であって、それぞれ更新回数0回、2回、10回での結果を示す図である。図13(a),(c)においては、縦軸は双極子の大きさを表し、横軸は双極子の存在する小領域の番号を表す。また、図13(b),(d),(e),(f)においては、縦軸は双極子の領域存在確率を表し、横軸は双極子の存在する小領域の番号を表す。

【0170】図13(a)は、電位を生成するために用いられた真の電流双極子が小領域番号20の位置に存在することを示している。本発明の方法を用いてこの双極子の存在領域を推定した結果が図13(b)である。図13(b)において、20番目の小領域において領域存在確率が最大となっており、真の双極子が存在する領域を正しく推定できている。

【0171】図13(d),(e),(f)は、本発明の方法を用いて領域存在確率 g_x を逐次更新していく過程を示しており、図13(d)においては、 g_x の初期状態では双極子がどこに存在するかは未知であるから、全ての領域に一律な確率 $g_x = 1/40$ 、($r = 1, \dots, 40$)を与えている。図13(e),(f)は、それぞれ、 g_x の値を2回、1

0回更新したあとの確率分布であって、これらのからは、更新を進めるごとに真の双極子が存在する領域の確率が大きくなっていくのが分かる。なお、最終結果である図13(b)は、20回の更新を行って得られた結果を示している。

【0172】これに対し、従来方法を用いた結果では、図13(c)に示すように、雑音の影響を受けて双極子の大きさが乱れており、この結果を見ただけではどこに双極子が存在するかを判断することはできなくなっている。

【0173】

【発明の効果】以上に説明したように本発明は、双極子数が未知の場合でも不必要な双極子を用いることがなく、データに多くの雑音が混入している場合においても指定された領域内に電流双極子が存在する確率を正確かつ高速に推定できるという効果がある。また、電流双極子パラメータの値から実際の電流双極子が存在する位置が明確に判別できない場合においても、領域確率分布によって電流双極子の存在位置が明確に判別できるようになるという効果がある。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の第1の実施の形態の生体内部活動領域推定装置の構成を示すブロック図である。

【図2】第1の実施形態での処理手順を示すフローチャートである。

【図3】脳波計を用いた電位測定(脳波測定)の一形態を示す図である。

【図4】領域分割の形態の一例を示す図である。

【図5】被験者の頭皮上で観測される電位の一例を示す図である。

【図6】SQUIDを用いた脳磁場測定の一形態を示す図である。

【図7】生体内部活動領域推定装置を構築するために使用する計算機の構成を示すブロック図である。

【図8】本発明の第2の実施の形態の生体内部活動領域推定装置の構成を示すブロック図である。

【図9】第2の実施形態での処理手順を示すフローチャートである。

【図10】本発明の第3の実施の形態の生体内部活動領域推定装置の構成を示すブロック図である。

【図11】第3の実施形態での処理手順を示すフローチャートである。

【図12】小領域再分割および小領域削除の実施の一形態を示す図である。

【図13】本発明の方法を用いて電流双極子の存在する存在確率を推定することをシミュレーションした結果を示す図であって、(a)は真の電流双極子(すなわち、シミュレーションデータを生成するのに用いた電流双極子)の位置と大きさを示した図、(b)は本発明に基づく方法で推定した電流双極子の存在確率を示す図であって、更

新回数20回の段階を示した図、(c)は従来手法を用いて推定した結果を示した図、(d)は本発明に基づく方法で推定した電流双極子の存在確率であって、更新回数0回の段階における値を示した図、(e)は本発明に基づく方法で推定した電流双極子の存在確率であって、更新回数2回の段階における値を示した図、(f)は本発明に基づく方法で推定した電流双極子の存在確率であって、更新回数10回の段階における値を示した図である。

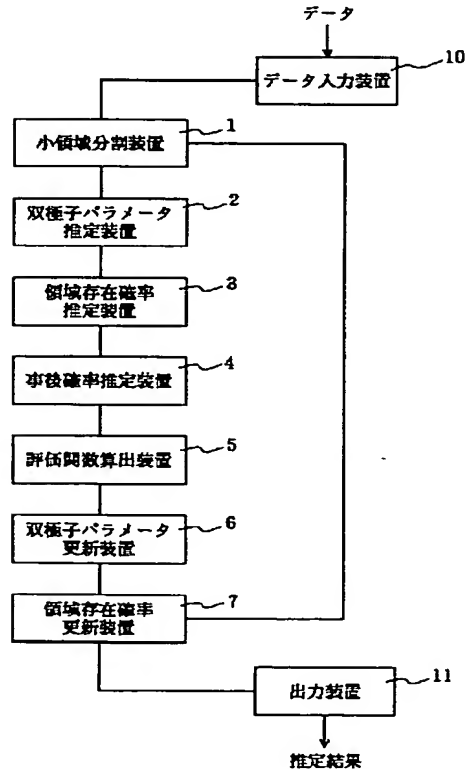
【図14】. 特開平6-343614号公報に開示されている双極子推定方法を示すフローチャートである。

【符号の説明】

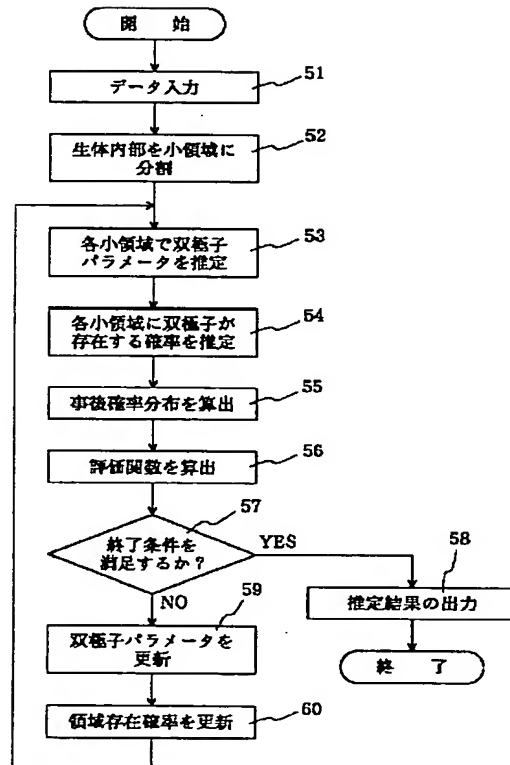
- 1 小領域分割装置
- 2 双極子パラメータ推定装置
- 3 領域存在確率推定装置
- 4 事後確率算出装置
- 5 評価関数算出装置
- 6 双極子パラメータ更新装置
- 7 領域存在確率更新装置
- 8 小領域削除装置
- 9 小領域再分割装置
- 10 データ入力装置

- 1.1 出力装置
- 1.6 生体アンプ
- 1.7 エレクトロキャップ
- 1.8 被験者
- 1.9 演算部
- 2.0 測定部
- 2.1 ピックアップコイル
- 2.3 小領域
- 2.4 脳
- 10 2.5 再分割された小領域
- 2.6 削除された小領域
- 3.1 中央処理装置
- 3.2 ハードディスク装置
- 3.3 主メモリ
- 3.4 入力装置
- 3.5 表示装置
- 3.6 読み取り装置
- 3.7 記録媒体
- 3.8 入出力インタフェース部
- 20 5.1~6.3 ステップ

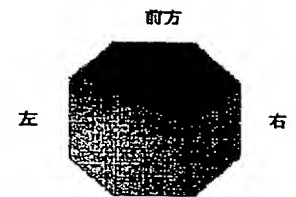
【図1】



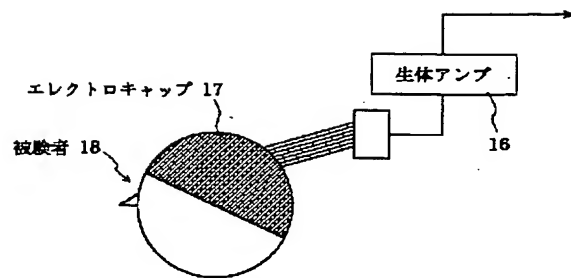
【図2】



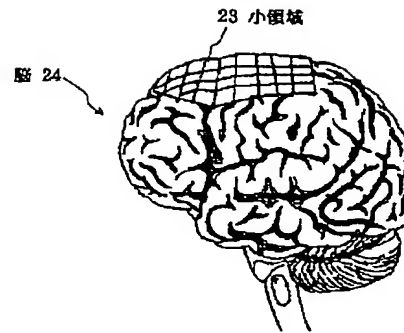
【図5】



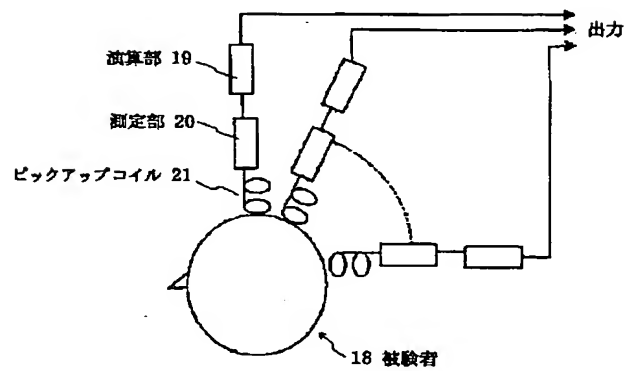
【図3】



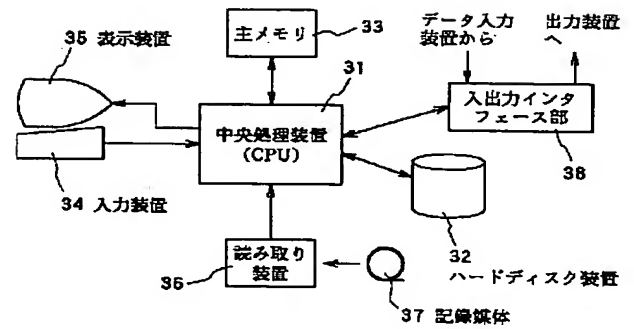
【図4】



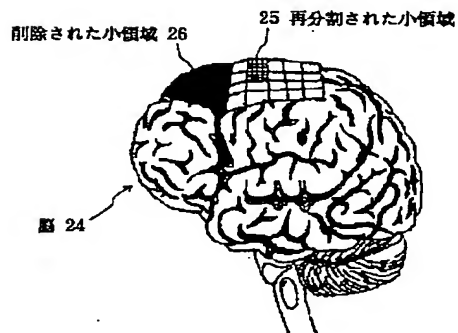
【図6】



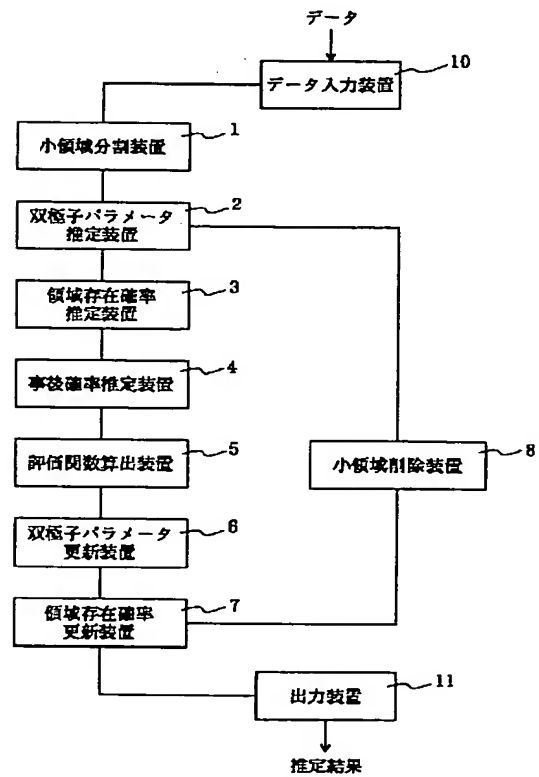
【図7】



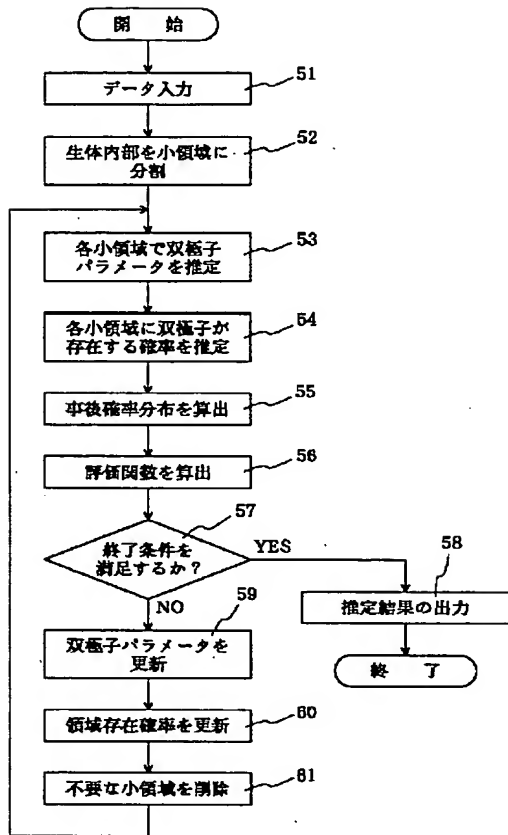
【図12】



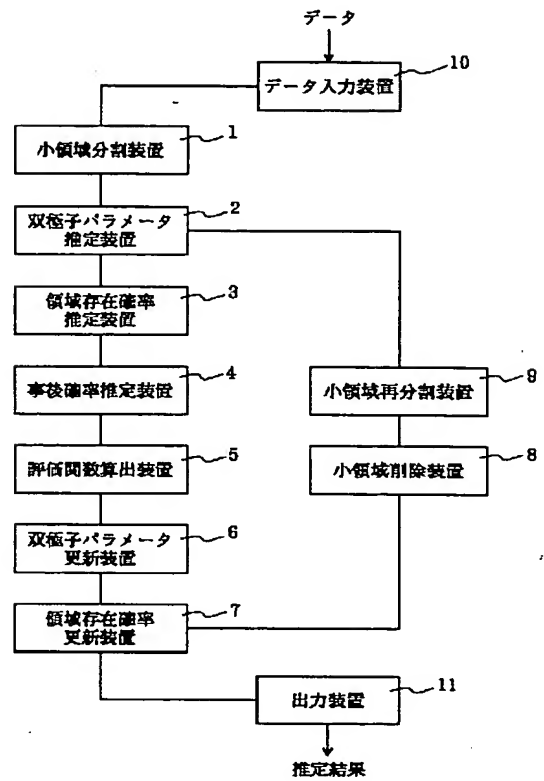
【図8】



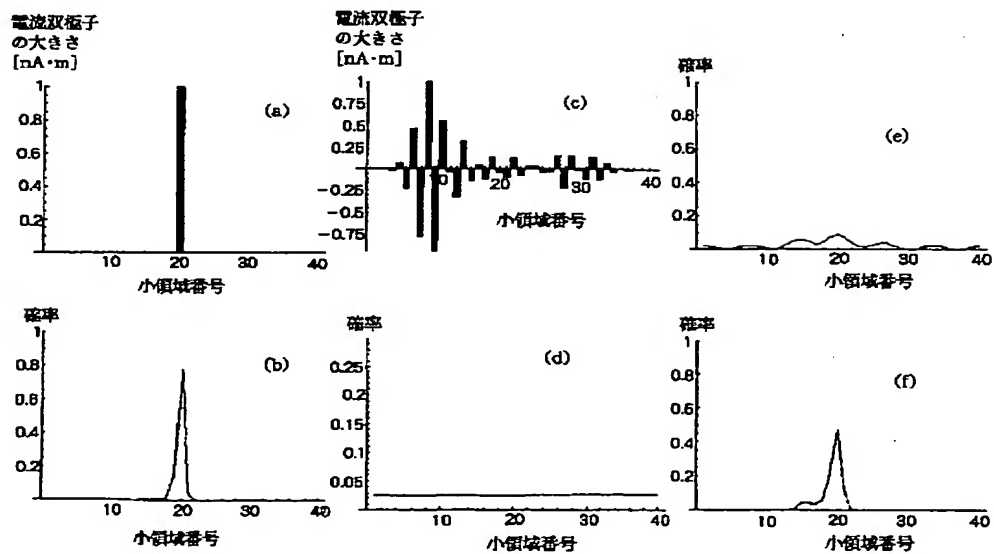
【図9】



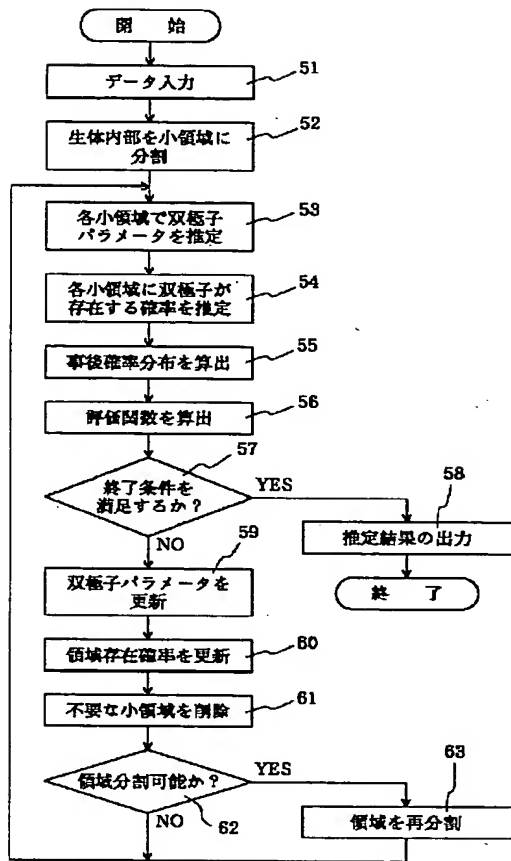
【図10】



【図13】



【図 11】



【図 14】

